

ПРИМЕНЕНИЯ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ОЦЕНКИ ЭКСПЛУАТАЦИОННЫХ СВОЙСТВ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ, ПОЛУЧАЕМЫХ АДДИТИВНЫМИ ТЕХНОЛОГИЯМИ

Муканов Г.Ж., Степанов С.И.

УрФУ, Екатеринбург, Россия

usuals@bk.ru, s.i.stepanov@urfu.ru

Аннотация. Объектами исследования являются – ячеистые конструкции из $(\alpha + \beta)$ - титанового сплав мартенситного класса VT6.

Среди самых распространенных на сегодняшний день являются титан и сплавы на его основе. В частности, титановый $(\alpha + \beta)$ -сплав мартенситного класса VT6 (и его аналог Ti-6Al-4V ELI). Сплав VT6 обладает высокой биоинертностью, имеет низкий модуль Юнга, что также немало важно для его применения в качестве остеозамещающего имплантата и имеет высокую удельную прочность.

Ключевые слова: моделирование, титан, аддитивные технологии, МКЭ, имплантат.

APPLICATIONS OF FINITE ELEMENT MODELING TO EVALUATE THE OPERATIONAL PROPERTIES OF MEDICAL DEVICES PRODUCED BY ADDITIVE TECHNOLOGIES

Mukanov G., Stepanov S.

UrFU, Yekaterinburg, Russia

Abstract. The objects of research are cellular structures made of $(\alpha + \beta)$ - titanium alloy of the martensitic class VT6.

Among the most common today are titanium and alloys based on it. In particular, titanium $(\alpha + \beta)$ is an alloy of the VT6 martensitic class (and its analogue Ti-6Al-4V ELI). VT6 alloy has a high bioinertness, has a low Young's modulus, which is also important for its use as an osteosuppressive implant and has a high specific strength.

Key words modeling, titanium, additive technologies, FEM, implant.

Первым шагом для персонализации медицинского изделия и соответствия эскизам и рельефам кости отдельного пациента является создание компьютерной томографии. На основе двумерных изображений, полученных с помощью компьютерной томографии, была сгенерирована виртуальная трехмерная модель, в точности соответствующая анатомическим особенностям костных элементов конкретного человека. Отверстия под крепежные винты определялись из следующих особенностей анатомического строения челюстно-лицевой системы.

Верхняя челюсть содержит воздушные полости - Гайморовы пазухи. Этим она отличается от нижней, полностью состоящей из достаточно плотной кости. Пазухи, самые крупные из придаточных, непосредственно граничат с альвеолярными отростками, корни зубов почти достигают их.

Обработка КТ изображений и сегментация из них 3D масок проводили в программном обеспечении InVesalius, которое позволяет обрабатывать каждый томографический слой с точностью до 0,025 мм (алгоритм создания имплантата, путем базисного инжиниринга схематично изображен на рисунке 2.6). Результатом сегментации является точечная маска верхней челюсти, которая переводится в модель формата .stl посредством обработки и лечения триангулярных элементов фасеточного тела маски. Стереолитографическая модель челюсти является необходимым промежуточным звеном для создания соответствующего имплантата. Благодаря большому спектру инструментария программного пакета Blender и на основании конструктивных предположений была создана твердотельная CAD модель субпериостального дентального экзо-имплантата, которая и явилась объектом данного исследования.

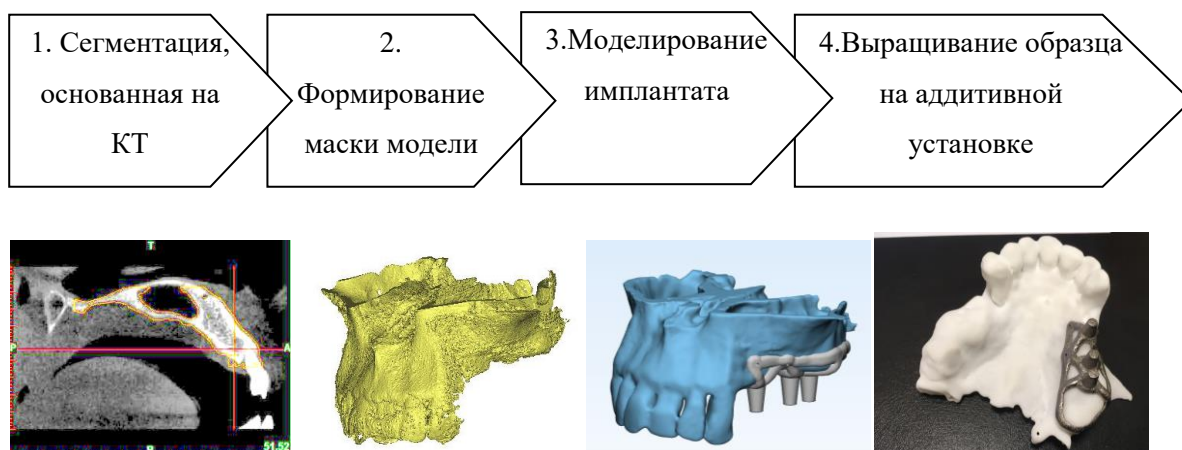


Рисунок 1 – Схема изготовления титанового имплантата, с использованием аддитивных технологий

Математические расчеты напряженно-деформированного состояния изделий с ячеистой структурой с помощью метода конечных элементов [1]. Расчеты были проведены в программном комплексе ANSYS Mechanical. Ansys – это программный пакет конечно-элементного анализа, решающий задачи в областях инженерной деятельности (прочность конструкций, термодинамика и др.) включая связанные междисциплинарные задачи. Граничные условия симуляционного решения были максимально приближены к реальным условиям нагружения по ISO13314. За исследуемый материал выбран Ti-6Al-4V

(константы аналогичны сплаву ВТ6) из библиотеки Engineering Data Sources Additive Manufacturing Materials.

Граничные условия вычисления:

Нижняя плита была зафиксирована жёсткой заделкой к плоскости ZX (fixed support).

Или нагрузка задавалась как сила, приложенная к центру жесткой плиты вдоль оси Y, $F = 5000 \text{ Н}$.

Смоделированы 2 жесткие плиты с параметром (rigid), между которыми был зажат образец. Площадь плиты $A = a_2 (252) \text{ мм} = 625 \text{ мм}^2$.

Контакт между образцом и плитами с обоих краев задавался с учетом трения (frictional).

В модуле Workbench Mesh была построена гексагональная структурированная сетка с максимальным размером ячейки $2,5 \cdot 10^{-5} \text{ м}$.

Машинное трение хорошо описывается законом трения Амонтона-Кулона [2].

В данном исследовании было проведено математическое моделирование с использованием метода конечных элементов для определения напряженно-деформированного состояния и характеристика механического поведения титановых имплантатов.

В данном исследовании было проведено математическое моделирование с использованием метода конечных элементов для определения напряженно-деформированного состояния и характеристика механического поведения титановых имплантатов.

Так как целью расчета является определение напряженно-деформированного состояния имплантата, проводить конечно-элементный анализ для челюсти не имеет смысла, поэтому для симуляции связи имплантата с костью был использован контакт типа body-ground, в нем была выбрана внутренняя приконтактная поверхность имплантата. Жесткость имитируемой поверхности принята 13700 Н/мм^2 , что соответствует жесткости поверхностной кости нижней челюсти (рисунок 3.21). Винты были определены как недеформируемые элементы с радиусом 500 мкм .

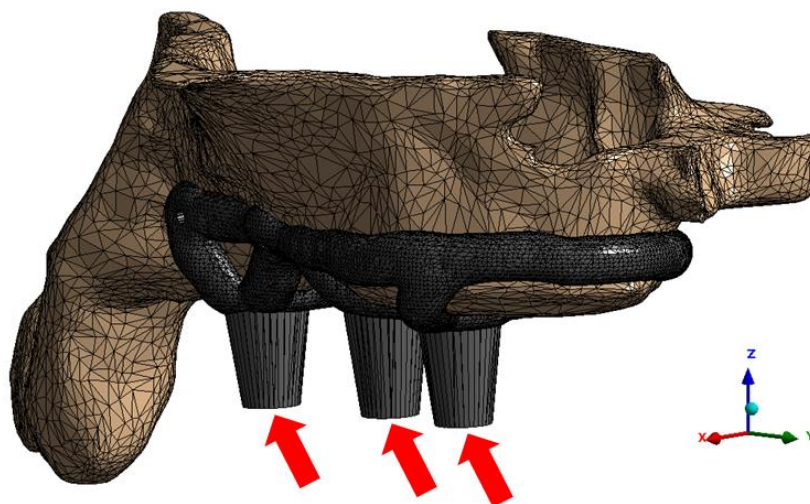


Рисунок 2 – Векторные направляющие задаваемых нагрузок и фиксаций

Базовыми понятиями для расчёта конструкции зубного протеза с опорой на имплантатах являются:

Сила, возникающая при жевательном давлении и воздействующая на протез. Значения этой силы обычно находятся в пределах 50-700N.

Вектор силы, воздействующей на протез, который может быть вертикальным, направленным по вертикальной оси имплантата или опорных зубов; горизонтальным, направленным перпендикулярно оси имплантата или зуба; направленным по касательной, т.е. под различными углами относительно вертикальной оси имплантата или зуба. Направление силы вдоль по касательной и перпендикулярно вертикальной оси имплантата, как правило, вызывает чрезмерное напряжение в отдельных участках окружающей имплантат кости.

Момент силы рассматривается относительно центра или оси имплантата и является векторной величиной. Численно равен произведению силы на плечо силы, являющееся кратчайшим расстоянием от центра до прямой, вдоль которой действует сила. Существуют некоторые различия в распределении механического напряжения в окружающей имплантат кости, являющегося результатом момента силы, для имплантатов с различной формой внутрикостной части.

Проектирование конструкции зубного протеза при помощи расчётной схемы не является воспроизведением точной копии или чертежа изготавливаемого протеза, а представляет собой виртуальную модель поведения системы «жевательный аппарат—зубной протез—имплантат—кость», которая позволяет понять общие принципы создания протезной конструкции в той или иной клинической ситуации.

Задача зубного протезирования на имплантатах состоит в создании условий, при которых под воздействием жевательной нагрузки в окружающей

имплантат костной ткани не будут возникать чрезмерные напряжения, вызывающие резорбцию или ускоренную атрофию кости. Иными словами, любой зубной протез, опирающийся на имплантаты или одновременно на имплантаты и зубы, должен поддерживать биомеханическое равновесие как биотехнической, так и всей зубочелюстной системы.

По результатам проведенного расчета была получена эпюра напряженно-деформированного состояния (НДС) челюстного имплантата. Как видно из рисунка 3.22, эквивалентные напряжения по Мизесу имеют весьма однородное распределение по всему телу имплантата, без локализаций явных максимумов. За предельное значение взят условный предел текучести материала Ti-6-4ELI 880 МПа. Максимальные значения напряжений возникают в оболочках, параллельных с векторами приложения внешней нагрузки и достигают 168 МПа, а также в площадках, на которых фиксируются зубные абатменты (181 МПа), в этих зонах коэффициенты запаса прочности по пределу текучести составляют 5,24 и 4,87 соответственно, что свидетельствует о надежности данной конструкции в опасном сечении. Эквивалентные напряжения в области крепежных отверстий принимают средние значения, из чего следует вывод об их правильном расположении.

Селективное лазерное плавление и электронно-лучевое плавление относятся к числу таких методов, которые нашли свое место в создании высокоточных имплантатов на заказ, используемых в травматологии и ортопедии. Для конкретных имплантатов пациента следует учитывать множество нюансов, начиная от анатомических особенностей тела и заканчивая варьированием механических свойств.

Существует возможность комплексной оценки прочностных характеристик конечного изделия с помощью специального программного обеспечения, основанного на методе конечных элементов, благодаря тому, что в процессе аддитивного производства могут быть созданы уточненные 3D-модели. При моделировании учитывается разница в толщине конструктивных элементов имплантата, обусловленная неоднородным распределением внешней нагрузки. Это позволяет проводить топологическую оптимизацию на основе полученного напряженно-деформированного состояния.

Предложен алгоритм проектирования и изготовления индивидуального субпериостального зубного экзо-имплантата на основе цифровых технологий, включая конечно-элементное моделирование и электронно-лучевое плавление. Достаточный коэффициент запаса прочности был валидирован для зубного имплантата сложной геометрии путем расчетов напряженно-деформированного состояния с использованием метода конечных элементов имплантата. Точные размеры и стабильная ($\alpha+\beta$)-микроструктура имплантата были обеспечены ЕВМ.

Библиографический список

1. Wauthle R. Additively manufactured porous tantalum implants / van der Stok J., Amin Yavari S. // Acta Biomater. 2015. 14. 217–225.
2. Y. N. Loginov, S. I. Stepanov, G. Z. Mukanov Analysis of bending test technique for osteosynthesis titanium plate, The Ural school-seminar of metal scientists-young researchers. 2019. С. 106-112.